

09/720541

1 6. 06. 00



IB 00/00606

EJU

BREVET D'INVENTION

CERTIFICAT D'UTILITÉ - CERTIFICAT D'ADDITION**COPIE OFFICIELLE**

Le Directeur général de l'Institut national de la propriété industrielle certifie que le document ci-annexé est la copie certifiée conforme d'une demande de titre de propriété industrielle déposée à l'Institut.

Fait à Paris, le **25 NOV. 1999**

Pour le Directeur général de l'Institut
national de la propriété industrielle
Le Chef du Département des brevets

**PRIORITY
DOCUMENT**
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)

NCHE

INSTITUT
NATIONAL DE
LA PROPRIÉTÉ
INDUSTRIELLE

75800 PARIS Cédex 08
Téléphone : 01 53 04 53 04
Télécopie : 01 42 93 59 30

THIS PAGE BLANK (USPTO)

REQUÊTE EN DÉLIVRANCE

26 bis, rue de Saint Pétersbourg
75800 Paris Cedex 08
Téléphone : 01 53 04 53 04 Télécopie : 01 42 93 59 30

Confirmation d'un dépôt par télécopie ☐

Cet imprimé est à remplir à l'encre noire en lettres capitales

Réservé à l'INPI

DATE DE REMISE DES PIÈCES **29 AVR 1999**
N° D'ENREGISTREMENT NATIONAL **99 05438 -**
DÉPARTEMENT DE DÉPÔT **75**
DATE DE DÉPÔT **29 AVR 1999**

1 NOM ET ADRESSE DU DEMANDEUR OU DU MANDATAIRE
À QUI LA CORRESPONDANCE DOIT ÊTRE ADRESSÉE

BUREAU D.A. CASALONGA-JOSSE
8, Avenue Percier
75008 PARIS

n° du pouvoir permanent références du correspondant téléphone
B 98/5109 FR/AK

2 DEMANDE Nature du titre de propriété industrielle

☒ brevet d'invention ☐ demande divisionnaire
☐ certificat d'utilité ☐ transformation d'une demande de brevet européen

☒ demande initiale

☐ brevet d'invention

☐ certificat d'utilité n°

date

Établissement du rapport de recherche

☐ différé ☒ immédiat

Le demandeur, personne physique, requiert le paiement échelonné de la redevance ☐ oui ☐ non

Titre de l'invention (200 caractères maximum)

"Procédé et système de fusion de deux images radiographiques numériques"

3 DEMANDEUR (S) n° SIREN

code APE-NAF

Nom et prénoms (souligner le nom patronymique) ou dénomination

GE MEDICAL SYSTEMS SA

Forme juridique

Société Anonyme

Nationalité (s) Française

Adresse (s) complète (s)

Pays

283, rue de la Minière - 78533 BUC CEDEX -

FRANCE

En cas d'insuffisance de place, poursuivre sur papier libre ☐

4 INVENTEUR (S) Les inventeurs sont les demandeurs

☐ oui ☒ non Si la réponse est non, fournir une désignation séparée

5 RÉDUCTION DU TAUX DES REDEVANCES

☐ requise pour la 1ère fois ☐ requise antérieurement au dépôt : joindre copie de la décision d'admission

6 DÉCLARATION DE PRIORITÉ OU REQUÊTE DU BÉNÉFICE DE LA DATE DE DÉPÔT D'UNE DEMANDE ANTÉRIEURE

pays d'origine numéro date de dépôt nature de la demande

7 DIVISIONS antérieures à la présente demande n°

date

n°

date

8 SIGNATURE DU DEMANDEUR OU DU MANDATAIRE

(nom et qualité du signataire)

A. CASALONGA
(bm 92-10441)

SIGNATURE DU PRÉPOSÉ À LA RÉCEPTION SIGNATURE APRÈS ENREGISTREMENT DE LA DEMANDE À L'INPI

THIS PAGE BLANK (USPTO)

Procédé et système de fusion de deux images radiographiques numériques.

L'invention concerne la fusion de deux images numériques d'un objet dont la première image privilégie un constituant particulier de l'objet, alors que la seconde image en privilégie un autre.

Elle trouve une application particulièrement intéressante dans le
5 domaine médical, dans lequel on procède à la fusion d'une première image d'un organe corporel issue d'une scannographie avec une seconde image du même organe issue d'une imagerie par résonance magnétique (IRM).

En effet, une image obtenue à l'aide d'un scanner met
particulièrement en évidence la partie osseuse. Dans une telle image, la
10 partie osseuse est blanche et toutes les autres parties, en particulier les tissus mous, sont d'un gris homogène sans contraste. Par contre, une image obtenue à l'aide d'une IRM met en évidence les tissus mous par différentes nuances de niveaux de gris, et les autres parties comme les parties osseuses et le vide ont une teinte noire.

Généralement, dans le domaine médical, on réalise la fusion
15 d'une image scanner avec une image par IRM en intégrant les pixels des parties osseuses de l'image scanner dans l'image IRM.

Les images scanner possèdent une échelle absolue de niveaux de
gris, c'est-à-dire que toutes les images scanner sont compatibles entre
20 elles, dans le sens qu'un niveau de gris donné représente toujours un organe particulier. Cette échelle absolue est l'échelle de Hounsfield composée de nombres positifs et négatifs, dans laquelle le niveau 0 est le niveau de gris de l'eau. Une image IRM ne possède pas une échelle absolue. Les niveaux de gris dépendent du patient et des conditions
25 d'acquisition de l'image. Donc, d'une image IRM à l'autre, le muscle, par

exemple en tant que tissu mou, n'est pas représenté par le même niveau de gris. Ainsi, la fusion d'une image IRM avec une image scanner aboutit à une image finale dont l'échelle n'est pas absolue.

5 En d'autres termes, la fusion d'une image possédant une échelle absolue avec une autre image ne possédant pas d'échelle absolue, aboutit à une image finale ne possédant pas d'échelle absolue.

Par ailleurs, une image ne possédant pas d'échelle absolue ne peut être utilisée par l'ensemble des logiciels courants de traitement d'images scanner. En effet, tous ces logiciels utilisent un format standard
10 de niveau de gris qui est l'échelle de Hounsfield. Ainsi, une image finale issue de la fusion de deux images scanner et IRM, est incompatible avec l'ensemble des logiciels de traitement d'images scanner. Il est nécessaire d'élaborer un logiciel spécifique de traitement d'images non étalonnées sur l'échelle de Hounsfield, afin de pouvoir utiliser ladite image finale.

15 L'invention vise à apporter une solution à ce problème en effectuant une mise à l'échelle des niveaux de gris de l'image IRM, afin de rendre l'image finale compatible avec l'ensemble des logiciels de traitement d'images scanner. En d'autres termes, l'image finale sera étalonnée sur l'échelle de Hounsfield.

20 Un but de l'invention est de réduire le coût dû à l'investissement sur le développement d'un logiciel spécifique, si l'on désire effectuer des traitements numériques sur ladite image finale.

Un autre but de l'invention est d'utiliser une image finale de fusion obtenue selon le procédé de l'invention comme source d'image pour
25 les logiciels de radiothérapie classique, ce qui n'est pas le cas avec les images fusionnées dans l'état actuel de la technique.

L'invention propose donc un procédé de fusion d'une première image radiographique numérique obtenue à la suite d'une scannographie avec une seconde image radiographique numérique obtenue par imagerie
30 par résonance magnétique (IRM).

Selon une caractéristique générale de l'invention, on sélectionne un intervalle CT de niveaux de gris dans l'image scanner, on remplace chaque pixel de ladite image scanner ayant un niveau de gris compris dans l'intervalle CT par un pixel obtenu par traitement numérique du pixel de
35 mêmes coordonnées de l'image IRM. L'image finale correspond donc à

l'image scanner dans laquelle les pixels de niveaux de gris compris dans l'intervalle CT sont ainsi modifiés.

5 Par ailleurs, dans le but d'effectuer un traitement numérique efficace, on réalise un recadrage bidimensionnel des deux images IRM et scanner à l'aide d'au moins une opération de rotation et/ou de translation afin qu'un pixel de l'image scanner de coordonnées (x,y) et un pixel de l'image IRM de mêmes coordonnées (x,y) représentent une même portion de l'organe radiographié.

10 En d'autres termes, la plage de niveaux de gris correspondant aux tissus mous est remplacée par une nouvelle plage de niveaux de gris. Les valeurs des niveaux de gris de cette nouvelle plage sont obtenues à partir d'un algorithme faisant intervenir certains niveaux de gris de l'image IRM. Pour un pixel donné de l'intervalle CT dans l'image scanner, l'algorithme calcule la valeur de niveau de gris du nouveau pixel à partir
15 d'un pixel de l'image IRM ayant les mêmes coordonnées que le pixel de l'intervalle CT devant être remplacé.

Selon un mode de mise en oeuvre de l'invention, la borne supérieure B_{CT} de l'intervalle CT est fixée à une valeur de niveau de gris sur l'échelle de Hounsfield, ledit niveau de gris correspondant à la valeur
20 la plus haute des niveaux de gris représentatifs des tissus mous visualisés sur l'image scanner. La borne inférieure A_{CT} de l'intervalle CT est fixée à une valeur de niveau de gris sur l'échelle de Hounsfield, ledit niveau de gris correspondant à la valeur la plus basse des niveaux de gris représentatifs des tissus mous visualisés sur l'image scanner.

25 Plus précisément, on fixe deux seuils définissant l'intervalle CT qui correspond aux tissus mous dans l'image scanner.

Pratiquement, on fixe B_{CT} comme étant la valeur la plus élevée des tissus mous de l'image scanner et A_{CT} comme étant la valeur la plus basse des tissus mous de l'image scanner.

30 L'intervalle ainsi sélectionné est un intervalle compris dans l'échelle de Hounsfield, puisque l'image scanner est étalonnée suivant cette échelle.

D'une façon générale, selon un mode de mise en oeuvre de l'invention, on sélectionne un intervalle MR de niveaux de gris dans
35 l'image IRM dont la borne supérieure B_{MR} correspond à un niveau de gris

au-dessus duquel les pixels sont blancs, et la borne inférieure A_{MR} correspond à un niveau de gris en dessous duquel les pixels sont noirs.

En d'autres termes, cet intervalle prend en compte l'ensemble de la variation de niveaux de gris de l'image IRM. Cette variation, ce
 5 contraste représente l'information utile sur les tissus mous.

On possède alors deux intervalles, un premier intervalle CT de l'image scanner compris dans l'échelle de Hounsfield et un second intervalle MR de l'image IRM non lié à l'échelle de Hounsfield. Ces deux intervalles représentent un encadrement des tissus mous.

10 Selon un mode de mise en oeuvre de l'invention, le traitement numérique consiste en une interpolation linéaire à l'aide d'une fonction affine intégrant la valeur des bornes inférieure A_{CT} et supérieure B_{CT} de l'intervalle CT dans l'image scanner et la valeur des bornes inférieure A_{MR} et supérieure B_{MR} de l'intervalle MR dans l'image IRM.

15 Le fait de réaliser une interpolation linéaire permet de respecter le choix de contraste dans l'image IRM.

De préférence, pour un pixel scanner ayant un niveau de gris V_{CT} compris dans l'intervalle CT, on détermine le niveau de gris V_{MR} du pixel de mêmes coordonnées dans l'image IRM, puis on détermine un niveau de
 20 gris dans l'intervalle CT à partir de ladite fonction affine et dudit niveau V_{MR} . Le niveau de gris V_{OUT} de chaque pixel de l'image finale peut être alors obtenu par l'algorithme suivant :

- si $V_{CT} < A_{CT}$, alors

1) $V_{OUT} = V_{CT}$,

25 - si $V_{CT} > B_{CT}$, alors

2) $V_{OUT} = V_{CT}$,

- si $A_{CT} < V_{CT} < B_{CT}$, alors

3) $V_{OUT} = A_{CT} + (B_{CT} - A_{CT}) (V_{MR} - A_{MR}) / (B_{MR} - A_{MR})$.

En d'autres termes, tout en conservant la résolution de l'image IRM, on réalise une mise à l'échelle de l'intervalle MR de sorte que le
 35 niveau noir A_{MR} de l'image IRM correspond à la valeur la plus basse A_{CT} des tissus mous dans l'image scanner. De même, le niveau blanc B_{MR} de

l'image IRM correspond à la valeur la plus haute B_{MR} des tissus mous dans l'image scanner.

En effet :

5 - pour $V_{MR} = B_{MR}$, niveau de gris le plus haut dans l'intervalle MR de l'image IRM,

on obtient par 3) $V_{OUT} = B_{CT}$, niveau de gris le plus haut dans l'intervalle CT de l'image scanner,

10 - et pour $V_{MR} = A_{MR}$, niveau de gris le plus bas dans l'intervalle MR de l'image IRM,

on obtient par 3) $V_{OUT} = A_{CT}$, niveau de gris le plus bas dans l'intervalle CT de l'image scanner.

15 La mise à l'échelle fait en sorte que l'intervalle MR non étalonné sur l'échelle de Hounsfield de l'image IRM, subit un traitement numérique qui le fait correspondre à l'intervalle CT compris dans l'intervalle de Hounsfield.

Ainsi, toutes les valeurs de niveaux de gris V_{OUT} de l'image finale sont contenues dans l'échelle de Hounsfield qui est l'échelle standard de traitement d'image scanner.

20 L'invention a également pour objet un système de fusion d'une première image radiographique numérique obtenue par scannographie avec une seconde image radiographique numérique obtenue par IRM, comprenant :

25 - un moyen de lecture de pixels de l'image scanner dont les niveaux de gris sont compris dans un intervalle CT prédéterminé,

- un moyen de lecture de pixels de l'image IRM dont les coordonnées sont identiques à celles des pixels de l'intervalle CT de l'image scanner,

30 - un moyen de calcul d'une troisième image composée de l'image scanner dans laquelle les pixels dont les niveaux de gris sont compris dans l'intervalle CT, sont remplacés par des pixels obtenus par traitement numérique des pixels de même coordonnées de l'image IRM pour obtenir une image permettant la visualisation des tissus mous et des tissus osseux.

35 L'image finale obtenue est du type scanner. De ce fait, elle peut être traitée par les logiciels standards tels que Advantage Sim, ou encore

Advantage Windows 3D viewer, ce qui n'est pas le cas des images de fusion de l'art antérieur. Les procédés de l'art antérieur nécessitent l'utilisation de logiciels spécifiques pour pouvoir traiter leurs images de fusion.

5 D'autres avantages et caractéristiques de l'invention apparaîtront à l'examen de la description détaillée d'un mode de mise en oeuvre nullement limitatif, et des dessins annexés, sur lesquels :

- la figure 1 est un organigramme d'un mode de mise en oeuvre du procédé selon l'invention;

10 - la figure 2 illustre schématiquement deux images obtenues par un système de tomographie.

En se référant plus particulièrement aux trois figures 1,3 et 4, on réalise tout d'abord l'acquisition des deux images numériques. L'acquisition 1 permet d'obtenir une image scanner 11 illustrée sur la figure 3. Cette image représente une vue d'une tête d'un patient selon un plan déterminé. On y distingue une partie-extérieure à la tête, c'est-à-dire l'air 12 représenté en noir. La zone blanche 14 correspond aux tissus osseux et toutes les zones grisâtres 13 correspondent aux tissus mous. L'image scanner 11 est particulièrement intéressante par le fait qu'elle privilégie la visualisation du tissu osseux. Sa principale caractéristique est donc une mise en évidence parfaite des tissus osseux 14. Par contre, les zones grisâtres 13 possèdent une mauvaise résolution de sorte qu'il est impossible de distinguer les contrastes dans les tissus mous.

25 L'acquisition 2 permet d'obtenir par imagerie par résonance magnétique une image 15. Elle représente une vue d'une tête d'un patient selon le même plan que l'image scanner 11. On y distingue également une partie noire 16 correspondant à l'air tout autour de la tête. A l'intérieur de la tête, les zones noires 17 correspondent aux tissus osseux et à tout élément autre que les tissus mous, comme par exemple l'air. Les zones grisâtres 18 représentent les tissus mous. La caractéristique principale de cette image est la mise en évidence des tissus mous. La résolution est suffisante pour distinguer les contrastes, les éléments d'intérêts 19. Par contre, il est difficile de délimiter les parties osseuses 17 car elles se confondent avec l'air et tout autre élément apparaissant en noir sur l'image

30 15.

35

Ces deux images 11 et 15 issues de deux méthodes d'acquisition 1 et 2 différentes, représentent une vue de la tête selon un plan de coupe donné. Ainsi, on réalise un recadrage bidimensionnel 3 afin de rendre superposable les deux images 11 et 15. Pour cela, on effectue éventuellement des opérations de rotation et/ou de translation. Il existe des outils connus de l'homme du métier permettant la vérification de cette opération de recadrage 3. On peut citer notamment l'outil utilisant un pointeur, c'est-à-dire que l'on pointe un élément particulier sur l'image scanner 11 par exemple, et un curseur apparaît sur le même élément particulier sur l'image IRM 15. La même idée est exploitée dans l'outil utilisant une loupe de vision.

Une fois les deux images 11 et 15 recadrées, on détermine à l'étape 4 la valeur la plus basse A_{CT} des tissus mous dans l'image scanner, par exemple -130, qui est une valeur basse de tissus mous dans l'échelle de Hounsfield. On détermine également la valeur la plus haute B_{CT} de tissus mous dans l'image scanner, par exemple 80, qui est une valeur haute de tissus mous dans l'échelle de Hounsfield. Ces deux valeurs sont deux nombres CT. Un nombre CT est défini à partir du coefficient d'atténuation du tissu considéré et du coefficient d'atténuation de l'eau :

$$\text{Nombre CT} = \frac{(\mu_0 - \mu_w)}{\mu_w} \times 1000$$

avec μ_w : coefficient d'atténuation de l'eau

μ_0 : coefficient d'atténuation du tissu considéré.

Le nombre CT est exprimé en unité Hounsfield.

Tableau des nombres CT.

ELEMENTS DU CORPS HUMAIN	NOMBRE CT
OS (CORTEX)	>250
OS (MOELLE)	130 +/- 100
SANG COAGULÉ	80 +/- 10
GLANDE THYROIDIENNE	70 +/- 10
FOIE	50 +/- 10
MUSCLE	45 +/- 5
SANG	40 +/- 10
CERVEAU (MATIERE BLANCHE)	35 +/- 5
REIN	30 +/- 10
CERVEAU (MATIERE GRISE)	25 +/- 5
TISSU ADIPEUX	-100 +/- 10

On détermine à l'étape 5 également deux valeurs A_{MR} et B_{MR} sur l'image IRM. A_{MR} est un niveau de gris tel que les niveaux de gris inférieurs sont considérés noirs. B_{MR} est un niveau de gris tel que les niveaux de gris supérieurs sont considérés blancs.

On procède ensuite à un algorithme 6 permettant la mise à l'échelle de l'intervalle MR. Selon un mode de mise en oeuvre préféré de l'invention, l'algorithme 6 s'effectue conformément à la figure 2. On prend au cours de l'étape 6a un pixel cible de l'image scanner de niveau de gris égal à V_{CT} . En premier lieu, on va déterminer si cette valeur est incluse dans l'intervalle CT. Pour cela, on fait intervenir les deux valeurs de la borne inférieure A_{CT} et de la borne supérieure B_{CT} . On compare au cours de l'étape 6b tout d'abord ladite valeur V_{CT} à la valeur A_{CT} . Si le niveau de gris du pixel cible V_{CT} est inférieur à A_{CT} , alors le pixel cible est en dehors de l'intervalle CT, il peut donc correspondre au tissu osseux 14 ou au fond noir 12 de l'image scanner. Dans ce cas, le pixel cible conserve sa valeur V_{CT} sur l'image finale 20.

Sinon, si le niveau de gris V_{CT} est supérieur à A_{CT} , on le compare au cours de l'étape 6c à la valeur B_{CT} . Si le niveau de gris V_{CT} du pixel cible est supérieur à la borne supérieure B_{CT} de l'intervalle CT, alors ledit pixel cible conserve sa valeur V_{CT} sur l'image finale 20 au cours de l'étape

6f, c'est-à-dire que V_{OUT} , le niveau de gris du pixel cible sur l'image finale 20, est égal à V_{CT} . Ainsi pour une valeur V_{CT} inférieure à A_{CT} ou supérieure à B_{CT} , on conserve au cours de l'étape 6f ce niveau V_{CT} en tant que niveau de gris V_{OUT} de l'image finale 20.

5 Par contre si V_{CT} est supérieur à A_{CT} est inférieur à B_{CT} , alors on détermine au cours de l'étape 6d le niveau de gris V_{MR} d'un pixel de l'image IRM de mêmes coordonnées que ledit pixel cible de l'image scanner. Puis, on fait subir à ce niveau de gris V_{MR} une interpolation linéaire en faisant intervenir les niveaux A_{CT}, B_{CT}, A_{MR} et B_{MR} . On obtient
10 alors au cours de l'étape 6e une nouvelle valeur V_{OUT} indépendante de V_{CT} .

L'algorithme 6 se présente dans ce cas sous la forme :

- si $V_{CT} < -130$, alors
 - 1) $V_{OUT} = V_{CT}$,
- 15 - si $V_{CT} > 80$, alors
 - 2) $V_{OUT} = V_{CT}$,
- si $-130 < V_{CT} < 80$, alors
 - 20 3) $V_{OUT} = -130 + (80 + 130) (V_{MR} - A_{MR}) / (B_{MR} - A_{MR})$.

Quelques soient les valeurs A_{MR} et B_{MR} , l'image finale 20 présente une plage de niveaux de gris conforme à l'échelle de Hounsfield. La figure 5 présente cette image finale 20 dans laquelle on distingue à la
25 fois les tissus osseux 14 et les tissus mous 18. Le fond de l'image 12 reste noir comme sur l'image scanner 11.

Toutefois, pour une image scanner obtenue selon une vue des poumons, un pixel de niveau de gris V_{CT} représentatif desdits poumons dans l'image scanner, aura la valeur V_{OUT} égal V_{CT} dans l'image finale
30 quelque soit le niveau de gris V_{CT} inclus ou non dans l'intervalle CT. En d'autres termes, les niveaux de gris des poumons dans l'image finale sont les niveaux de gris des poumons dans l'image scanner, on n'applique pas l'interpolation linéaire sur les niveaux de gris des poumons. Cela est dû au fait que les niveaux de gris représentatifs des poumons possèdent une telle
35 dynamique que l'image scanner comporte une meilleure résolution que

l'image IRM.

- 5 On a ainsi déterminé l'image finale 20 dont les niveaux de gris sont contenus dans l'échelle de Hounsfield. Cette image finale est ensuite sauvegardée à l'étape 7 sous forme d'une image scanner. On peut l'imprimer à l'étape 10 ou encore la visualiser à l'étape 8 sur un écran pour une éventuelle étude. Mais l'avantage principal de ce procédé réside dans le fait qu'on peut délivrer cette image à l'entrée d'un système de traitement de radiothérapie standard à l'étape 9.

- 10 L'image finale issue de la fusion d'une image scanner avec une image IRM, met en évidence aussi bien les tissus mous que les tissus osseux et peut servir de source à l'ensemble de logiciels standards de traitements d'images scanner tels que Advantage Sim, Isis, ou encore Advantage Windows viewer.

REVENDICATIONS

1. Procédé de fusion d'une première image radiographique numérique obtenue à la suite d'une scannographie avec une seconde image radiographique numérique obtenue par imagerie par résonance magnétique (IRM), dans lequel on sélectionne un intervalle CT de niveau de gris dans l'image scanner, on remplace chaque pixel de l'image scanner ayant un niveau de gris compris dans l'intervalle CT par un pixel obtenu par traitement numérique du pixel de mêmes coordonnées de l'image IRM, l'image finale correspondant à l'image scanner dans laquelle les pixels de niveaux de gris compris dans l'intervalle CT sont ainsi modifiés.
2. Procédé selon la revendication 1, caractérisé par le fait qu'on réalise un recadrage bidimensionnel des deux images IRM et scanner à l'aide d'au moins une opération de rotation et/ou de translation afin qu'un pixel de ladite image scanner de coordonnées (x,y) et un pixel de l'image IRM de mêmes coordonnées (x,y) représentent une même portion de l'organe radiographié.
3. Procédé selon l'une des revendications précédentes, caractérisé par le fait que la borne supérieure B_{CT} de l'intervalle CT est fixée à une valeur de niveau de gris sur l'échelle de Hounsfield, ledit niveau de gris correspondant à la valeur la plus haute des niveaux de gris représentatifs des tissus mous visualisés sur l'image scanner.
4. Procédé selon l'une des revendications précédentes, caractérisé par le fait que la borne inférieure A_{CT} de l'intervalle CT est fixée à une valeur de niveau de gris sur l'échelle de Hounsfield, ledit niveau de gris correspondant à la valeur la plus basse des niveaux de gris représentatifs des tissus mous visualisés sur l'image scanner.
5. Procédé selon l'une des revendications précédentes, caractérisé par le fait qu'on sélectionne un autre intervalle MR de niveau de gris dans l'image IRM dont la borne supérieure B_{MR} correspond à un niveau de gris au-dessus duquel les pixels sont blancs.
6. Procédé selon la revendication 5, caractérisé par le fait que la borne inférieure A_{MR} de l'intervalle MR correspond à un niveau de gris en dessous duquel les pixels sont noirs.
7. Procédé selon l'une des revendications précédentes,

caractérisé par le fait que le traitement numérique consiste en une interpolation linéaire.

8. Procédé selon la revendication 7, caractérisé par le fait que l'interpolation linéaire fait intervenir une fonction affine intégrant la
 5 valeur des bornes inférieure A_{CT} et supérieure B_{CT} de l'intervalle CT dans l'image scanner et la valeur des bornes inférieure A_{MR} et supérieure B_{MR} de l'intervalle MR dans l'image IRM.

9. Procédé selon la revendication 8, caractérisé par le fait que pour un pixel scanner ayant un niveau de gris V_{CT} compris dans
 10 l'intervalle CT, on détermine le niveau de gris V_{MR} du pixel correspondant dans l'image IRM, puis on détermine un niveau de gris dans l'intervalle CT à partir de ladite fonction affine et dudit niveau V_{MR} ; le niveau de gris V_{OUT} de chaque pixel de l'image finale est alors obtenu par l'algorithme suivant :

15

- si $V_{CT} < A_{CT}$, alors

1) $V_{OUT} = V_{CT}$

- si $V_{CT} > B_{CT}$, alors

20

2) $V_{OUT} = V_{CT}$

- si $A_{CT} < V_{CT} < B_{CT}$, alors

3) $V_{OUT} = A_{CT} + (B_{CT} - A_{CT}) (V_{MR} - A_{MR}) / (B_{MR} - A_{MR})$.

25

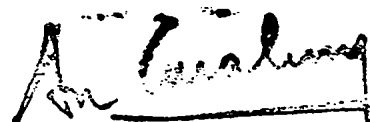
10. Système de fusion d'une première image radiographique numérique obtenue par scannographie avec une seconde image radiographique numérique obtenue par IRM, caractérisé par le fait qu'il comprend :

- un moyen de lecture de pixels de l'image scanner dont les
 30 niveaux de gris sont compris dans un intervalle CT prédéterminé,

- un moyen de lecture de pixels de l'image IRM dont les coordonnées sont identiques à celles des pixels de l'intervalle CT de l'image scanner,

- un moyen de calcul d'une troisième image composée de l'image
 35 scanner dans laquelle les pixels dont les niveaux de gris sont compris dans

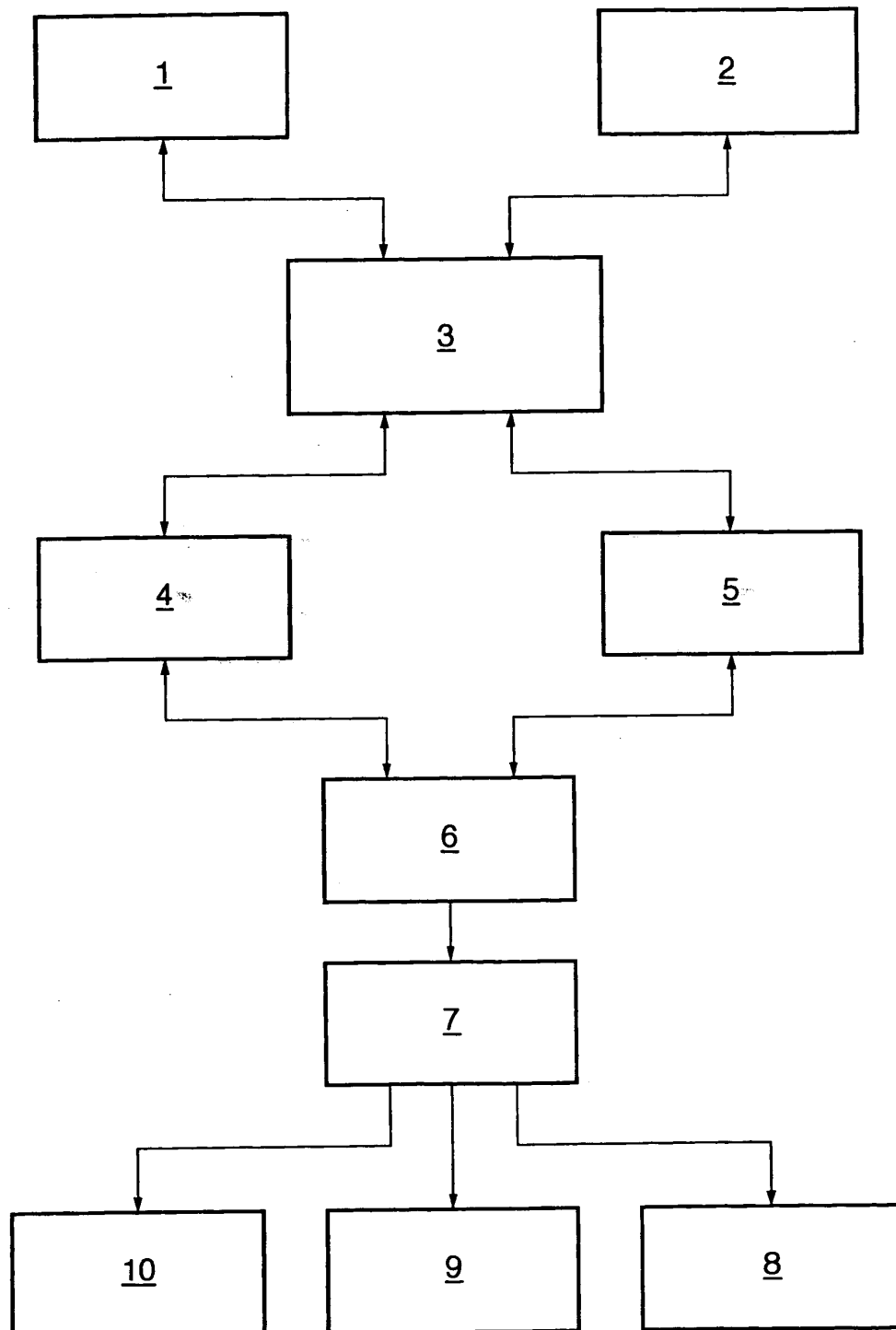
l'intervalle CT, sont remplacés par des pixels obtenus par traitement numérique des pixels de même coordonnées de l'image IRM pour obtenir une image permettant la visualisation des tissus mous et des tissus osseux.

A handwritten signature in dark ink, appearing to read 'A. Toulon', is written over a horizontal line.

Conseil en Propriété
Industrielle

1/3

FIG.1



An Caradine
Conseil en Propriété
Industrielle

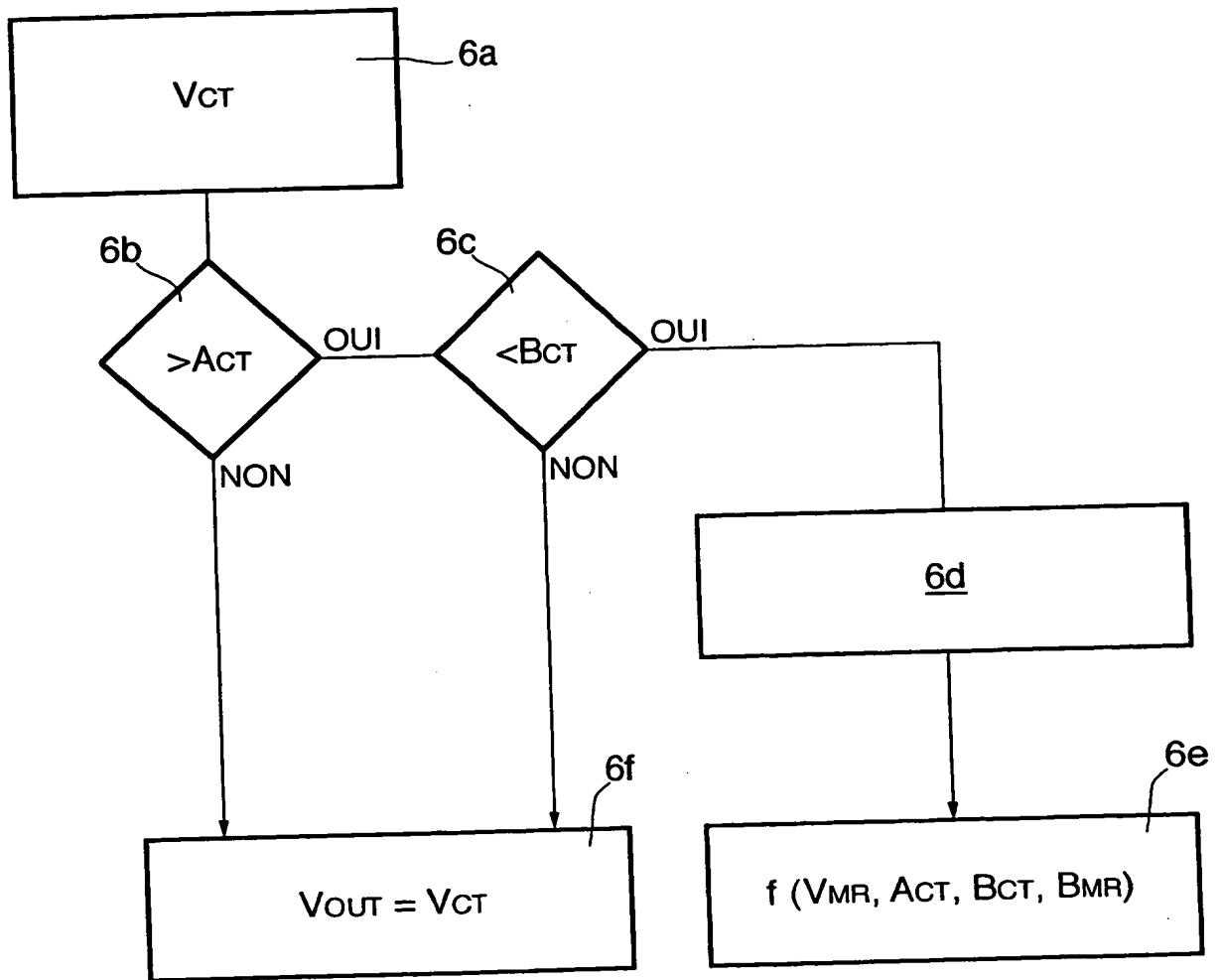
FIG.2

FIG.5

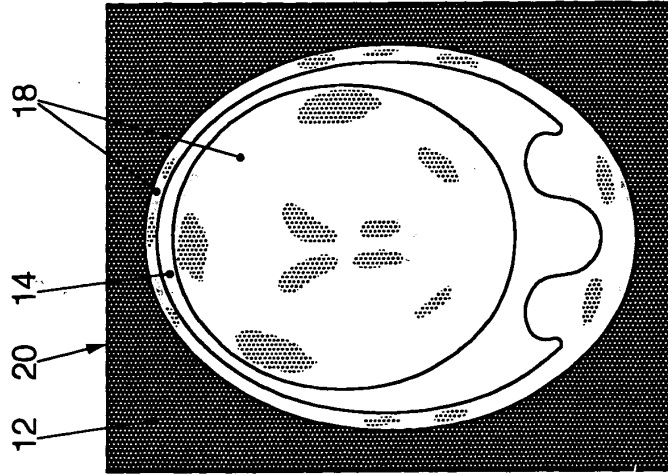


FIG.4

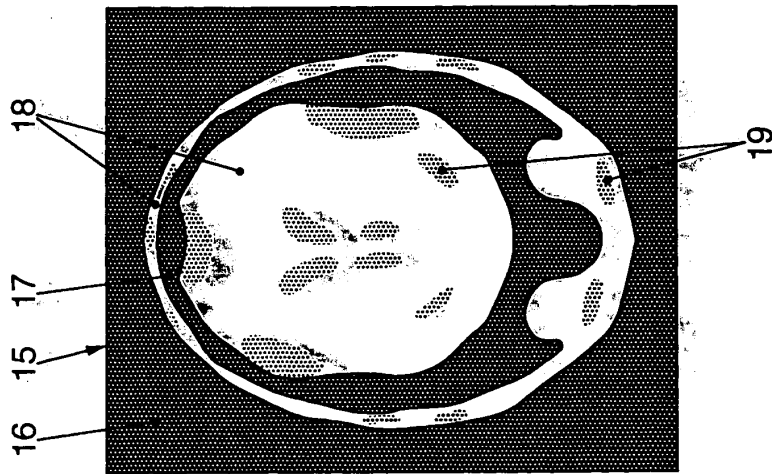
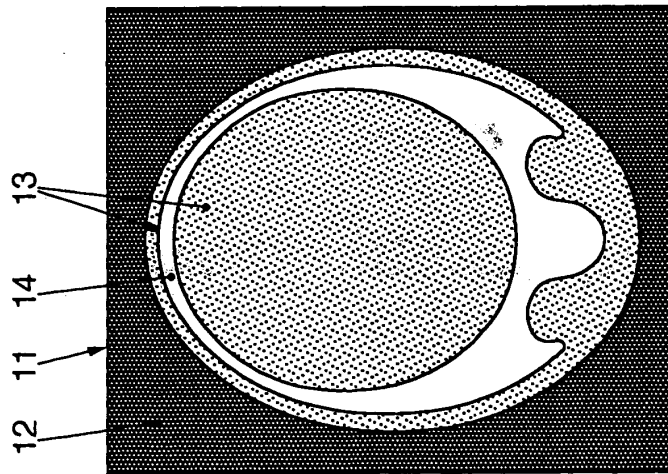


FIG.3



Am. Carabony
 Conseil en Propriété
 Industrielle